

IVR 時における幾何学的拡大率の 補正プログラムの開発にむけて

大阪府立母子保健総合医療センター 放射線科 田邊 智晴
市立岸和田市民病院 診療放射線教室 安永 国広

【背景および研究内容】

近年、医療技術とカテーテルの進歩により IVR (Interventional Radiology) が積極的に行われ、これら IVR 時に適応するデバイスのサイズは病変部の狭窄度や前後を支配する血管の径に依存する。しかし血管径を計測する方法には校正物体法や、幾何学的拡大率を用いた算出方法があるが、校正物体法はカテーテルの径を実測できないなど計測精度に問題があり、幾何学的拡大率法は撮影角度の変化や、検査台の 3 次元的な運動に対応できず、現状は臨床医の経験的勘にたよっているなどの問題点がある。そこで今回、撮影角度や検査台の 3 次元的な運動に対応できる、幾何学的拡大率の算出理論を導出したので報告する。

【本プログラムが解決しようとする課題】

(1) 再現性の向上

・本プログラムは人的作業が極めて少ない。人的作業はモニタに描出されたガイドワイヤなどの高コントラストな標識の位置の指示であり、指示の誤差は殆ど個人差がない。また本プログラムに入力する幾何学的な配置や角度はシステムに表示されている。よって人的な勘や測定ミス要因が除外され、再現性が向上すると考える。

(2) 客観的な結果

・算出方法が幾何学的拡大率を利用しているため、別システムと比較した場合、同じ理論で算出可能である。よって本プログラムは客観的に血管径の計測が行えると考える。

(3) 術者（臨床医）に計測結果を速やかに提供する

・初期の作業として病変部の高さを求める必要があるが、その後は本プログラムに必要な値はシステムに表示されている値を入力するた

め、算出するには時間を要しない。したがって速やかに医師に計測結果を提供できる。

【算出方法】

算出に必要な数値の定義と記号

- ・ X 線管焦点の座標 (回転前の X 線管焦点座標): $F_1 (a_1, b_1)$
- ・ X 線管焦点の座標 (回転後の X 線管焦点座標): $F_2 (a_2, b_2)$
- ・ 単位ピクセル量 (1 ピクセル当たりの大きさ): mm/p
- ・ SID (X 線管焦点と I.I. 間距離): L
- ・ Mag (アイソセンター (I.C.) での幾何学的拡大率): M
- ・ モニタに描出された I.C. のピクセル値: A
- ・ 第 1 入射点 (病変部が回転前にモニタに入射する座標値): P (P_x, P_y)
- ・ 第 2 入射点 (病変部の回転後にモニタに入射する座標値): Q (Q_x, Q_y)
- ・ I.C. - X 線管焦点間距離: f
- ・ I.C. - I.I. 間距離: i
- ・ I.C. - 第 2 入射点間距離: $Q_{(a)}$
- ・ 病変部の高さを算出する時の C アーム軸一床面間距離: $C_{(a)}$
- ・ IVR 時の C アーム軸の高さ: $C_{(b)}$
- ・ 病変部の高さを算出する時の検査台一床面間距離: $H_{(a)}$
- ・ IVR 時の検査台の床面からの高さ: $H_{(b)}$
- ・ 回転角度 (病変部の高さを算出する時の C アーム回転角度): $\theta_{(1)}$

【算出理論】

図 1 ~ 6 に従って算出し、図に示した値を実際にプログラムに入力して算出される様子を表 1 に示す。

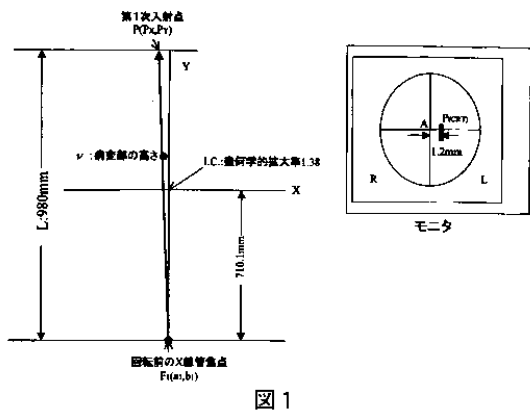


図 1

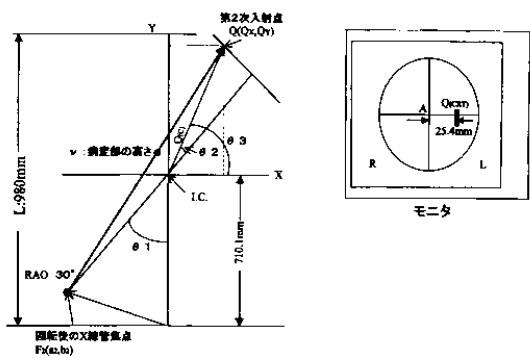


図 2

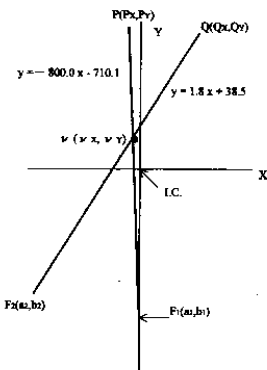


図 3

図 1 より、透視下において実技上、例えばガイドワイヤーが病変部に挿入されており、ガイドワイヤーの位置を指定する (表 1-②) ことにより第 1 入射点座標 $P(P_x, P_y)$ が算出される (表 1-(6)(12))。X 線管焦点座標 $F_1(a_1, b_1)$ はあらかじめシステムの幾何学的配置により算出されており (表 1-(7)(8))、X 線管焦点と第 1 入射点を結ぶ直線の方程式が導出できる (表 1-(20)(21))。

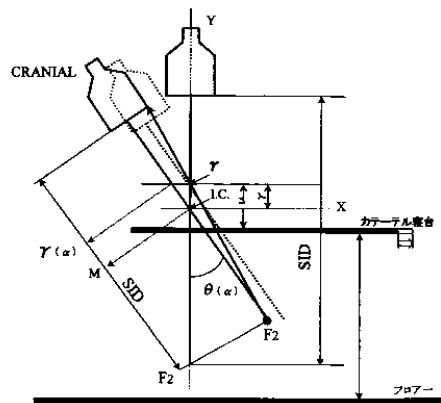


図 4

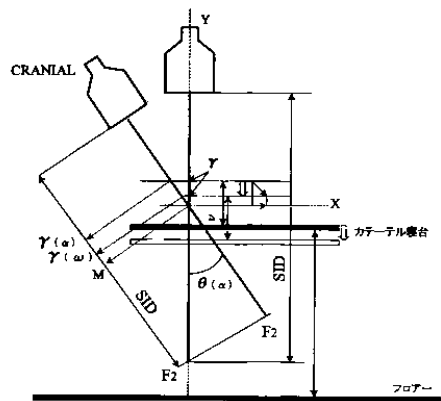


図 5

図 2 より、回転後 (表 1-⑨) に病変部が I. I. に入射するガイドワイヤーの位置を指定する (表 1-③)。図 1 の時と同様に X 線管焦点 (表 1-(9)(10)) と第 2 入射点 (表 1-(16)(17)) を結ぶ直線の方程式を導出する (表 1-(22)(23))。

図 3 より、回転前と回転後の直線の方程式が算出されれば、2 つの直線の交点を求めることにより病変部の位置が座標系で求められる (表 1-(18)(19))。

図 4 より、カテ寝台-病変部間距離 (表 1-(1)) および I. C. -病変部間距離 (表 1-(4)) を算出する。本プログラムは一度、病変部の位置を幾何学的配置 (座標系) で算出すれば、I. C. -病変部間距離がカテ寝台の移動や SID の変化では変動しないことに着目してプログラムを構築している。従ってカテ寝台-病変部間距離を求めることは重

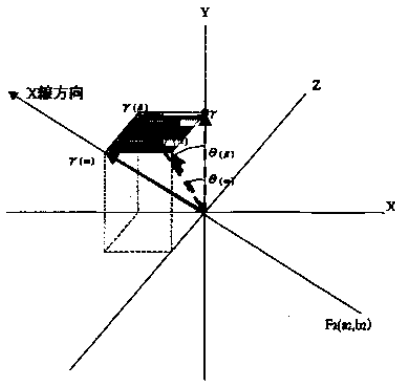


図6

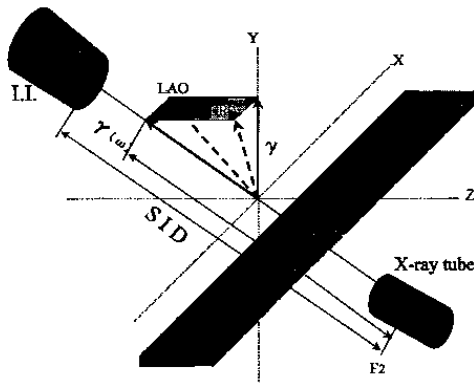


図7

要な要素である。この時、術者は常に I.I. の中心部付近で病変部を観察する必要がある。

図5より、IVR 時の I.C. - 病変部間距離と幾何学的拡大率の算出を行う。実際に患者が寝ていると想定すれば、I.I. が患者に接触するのを避けるためカテ寝台を下方方向に移動させて対応しなければならない。

図6、7より、最終的には X 線軸が同時に CAU/CRA 方向 (表1-⑩) と RAO/LAO 方向 (表1-⑪) に回転した時の幾何学的拡大率 (表1-(3)) の算出を行うが、決して困難ではない。ある立方体の支点がアイソセンターにあるとして、その立方体の対角線 (表1-(4)) を算出すれば、アイソセンターと病変部間距離が求められ最終的に幾何学的拡大率を導出することができる。

【実験結果】

撮影領域内に 4mm 径の模擬血管をランダムに固定し、本プログラムの算出理論に従い幾何学的拡大率を算出した。この算出結果を当センターのアンギオシステムに入力し、自動解析にて血管径を計測した。このような実験を 72 回行い、実験結果の一部を表-2 に示す。例えば 1 回目の実験では SID=950mm、床面から C アームの回転中心までの高さ=1060mm、カテ寝台までの高さ=920mm、X 線方向が RAO=0°、CRA=0°、アイソセンターでの幾何学的拡大率=1.35 の時、模擬血管の幾何学的拡大率は 1.34、血管径は 3.7mm であった。仮に X 線軸を LAO45°、CRA45° (9 回目の実験) に設定した場合、実際に患者が寝ていると想定すれば、I.I. が患者に接触するのを避けるため SID を 1060mm に広げ、またカテ寝台を上方向に移動させて対応しなければならない。この場合アイソセンターでの幾何学的拡大率は SID の変化に伴い大きく変化し、1.51 を表示したが算出結果は 1.23、血管径は 3.8mm を示した。

【考察】

今回表-1 に示したプログラムは、研究会で発表した時の内容に改良を加えたものを示している。このプログラムでの実験はまだ行っていない。したがって実験結果については旧プログラムを使用し、あらゆる環境を想定して行い、サンプル数 72 の平均値は 3.73mm、標準偏差値 0.114 を示した。しかし、表-1 のプログラムを用いれば、精度は向上することが予想される。本来なら現状の方法である校正物体法との比較を行った上で有意であったと述べるべきであるが、今までの実験結果や実験中の作業時間を評価すれば従来法に比べ、再現性の向上、データの安定性、システム間の解析プログラムの違いによる結果の変動要因を解決したと考える。また IVR 施行中のカテ寝台の 3 次元的動きや、あるいは SID、C アームの高さなど刻々と変化するシステムの幾何学的配置の変動に対応可能であることは、有用性のあるプログラムであると考えられる。

プログラム入力値

	記号	初期値	IVR時
① I.C.のモニタ上でのピクセル座標値	A	513	
② 回転前のモニタ上でのピクセル座標値	P _(CRT)	520	
③ 〃 後のモニタ上でのピクセル座標値	Q _(CRT)	658	
④ 単位ピクセル量 (mm/p)		0.175	980
⑤ X線管焦点-I.I.間距離 (SID) : L(mm)	SID	980	SID _(IVR) 1.38
⑥ I.C.での幾何学的拡大率 : M	Mag	1.38	Mag _(IVR) 1060
⑦ I.C.-床面間距離 (mm)	C _(a)	1060	C _(b) 930
⑧ カテ寝台-床面間距離 (mm)	H _(a)	920	H _(b)
⑨ 幾何学的拡大率算出時のCアームの回転角度 (°)	θ ₍₁₎	30	30
⑩ IVR時の撮影 (CAU/CRA) 角度 (°)			θ ₍₂₎ 60
⑪ 〃 (RAO/LAO) 角度 (°)			θ ₍₃₎
		撮影時の幾何学的拡大率	M _(ω) 1.21

プログラム式

			算出値	
			初期値	IVR時
(1) 検査台-病変部間距離	$C_{(a)} + \nu_{(Y)} - H_{(a)}$		ν	176.8
(2) IVR時の病変部の高さ	$H_{(b)} + \nu - C_{(b)}$		γ	46.8
(3) 〃 幾何学的拡大率	$L / ((L/M) + \gamma_{(\omega)})$		M _(ω)	1.21
(4) 〃 I.C.病変部間距離	$((\gamma_{(a)})^2 + (\gamma_{(3)})^2)^{0.5}$		$\gamma_{(\omega)}$	97
(5) I.C.-焦点間距離	L/M	f	710.1 mm	
(6) I.C.-I.I.間距離	L - (L/M)	i	269.9 mm	
(7) 回転後焦点座標 (X軸系)		a ₁	0	
(8) 〃 (Y軸系)		b ₁	-710.1	
(9) 回転前焦点座標 (X軸系)	$f \times \cos \theta_{(1)}$	a ₂	-355.1	
(10) 〃 (Y軸系)	$f \times \sin \theta_{(1)}$	b ₂	-615.0	
(11) I.C.-第2次関数入射点間距離	$(i^2 + q^2)^{0.5}$	Q _(c)	271.0 mm	
(12) 回転前の入射点の位置	$(A - P) \times \text{mm} / p$	p	-1.2	
(13) 回転後 〃	$(Q - A) \times \text{mm} / p$	q	25.4 mm	
(14) 回転後の入射点-I.C.軸とX線軸との角度	$\text{atan}(i) / (q)$	θ ₍₂₎	5.4 度	
(15) 座標点決定角度	$90 - \theta_1 + \theta_2$	θ ₍₃₎	65.4 度	
(16) 第2次関数入射点の回転後算出座標 (X軸系)	$Q_{(c)} \times \cos \theta_{(3)}$	Q _x	113.0	
(17) 〃 (Y軸系)	$Q_{(c)} \times \sin \theta_{(3)}$	Q _y	246.4	
(18) 交点座標 (X軸系)	$(B_2 - B_1) / (A_1 - A_2)$	ν_x	-0.9	
(19) 〃 (Y軸系)	$(A_2 \times B_1 - A_1 \times B_2) / (A_2 - A_1)$	ν_y	36.8	
(20) 係数 A ₁	$(b_1 - 1) / (a_1 - p)$	A ₁	-800.0	
(21) 係数 B ₁	$(p \times b_1 - a_1 \times i) / (p - a_1)$	B ₁	-710.1	
(22) 係数 A ₂	$(b_2 - Q_y) / (a_2 - Q_x)$	A ₂	1.8	
(23) 係数 B ₂	$(Q_x \times b_2 - a_2 \times Q_y) / (Q_x - a_2)$	B ₂	38.5	

表1 プログラム

IVR施行時の各パラメーター	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
SID(mm)	950	980	1000	930	960	1010	960	930	1060	1030	1000	970
C(b)(mm)	1060	1080	1070	1090	1070	1070	1060	1060	1060	1080	1060	1060
H(b)(mm)	920	950	970	950	920	980	960	960	1010	1000	950	950
$\theta(\alpha)$	0	15	15	20	30	44	30	30	44	45	30	0
$\theta(\beta)$	0	30	45	30	30	15	15	30	45	60	61	61
Mag	1.35	1.38	1.42	1.32	1.37	1.44	1.37	1.32	1.51	1.47	1.43	1.38
算出結果：幾何学的拡大率	1.34	1.36	1.30	1.31	1.38	1.30	1.27	1.22	1.23	1.22	1.30	1.26
算出結果：模擬血管径(mm)	3.7	3.7	3.8	3.8	3.8	3.7	3.7	3.7	3.8	3.7	3.6	3.8

表2 4mm径の模造血管による測定結果